

Оценка фазового перехода плазмы лед-жидкость с помощью радиоизмерительных приборов

А. Е. Жданов^{1, 2} ✉, Л. Г. Доросинский², В. И. Борисов²,
К. Е. Негодяев², Л. Евдоким^{3, 4}

¹ АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова, Россия, 620100, г. Екатеринбург, ул. Восточная, 33б

² Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина, Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32

³ Политехнический университет Бухареста, Румыния, г. Бухарест, Букурешти-Секторул-6, Splaiul Independenței, 31

⁴ Infineon Technologies Romania SCS, Румыния, 020335, г. Бухарест, Бульвар Димитри Помпею 6, Ново Парк, Здания В и С, этаж 1

✉ zhdanov@ieee.org

Аннотация

В настоящее время одной из наиболее динамично развивающихся областей знаний является современная медицина. Во многом темпы развития медицины определяются технологическими возможностями. Служба крови относится к наиболее насыщенным техническими средствами отраслям медицины, так как от технологий обработки крови и ее компонентов зависит качество конечного продукта и в конечном итоге здоровье и жизнь пациента. Согласно техническому регламенту о требованиях безопасности крови, ее продуктов, кровезамещающих растворов и технических средств, используемых в трансфузионно-инфузионной терапии, утвержденному Правительством России 26.01.2010: «Компоненты донорской крови должны размораживаться и подогреваться до необходимой температуры с использованием специально предназначенного оборудования». Специально предназначенным оборудованием для размораживания и подогревания криоконсервированных продуктов крови являются размораживатели. Размораживатели криоконсервированных продуктов крови – это специализированные технические средства, используемые для измерения электрических, магнитных и электромагнитных величин, характеризующих температурные параметры объекта размораживания и подогревания. В области разморозки и подогревания криоконсервированных продуктов крови для трансфузионно-инфузионной терапии фундаментальной является задача разработки программного решения для моделирования систем размораживания, что может позволить определить оптимальные параметры систем размораживания на этапе предмакетного моделирования. Настоящая статья описывает экспериментальное исследование

по оценке фазового перехода плазмы лед-жидкость при размораживании с использованием радиоизмерительного оборудования. Полученные данные будут использованы для создания математической модели процесса размораживания продуктов крови. В качестве нагревательного элемента конструкции размораживателя используется печатный нагреватель тонких листов полиэтилентерефталата (ПЭТ).

Ключевые слова

размораживание, размораживание криоконсервированных продуктов крови, термостатирование, тепловизор, тепловизионный снимок, гисторграмма, продукты крови, трансфузионно-инфузионная терапия, служба крови, фазовый переход

Для цитирования

Жданов А. Е., Доросинский Л. Г., Борисов В. И., Негодяев К. Е., Евдоким Л. Оценка фазового перехода плазмы лед-жидкость с помощью радиоизмерительных приборов. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(4):363–375. DOI: 10.15826/urej.2020.4.4.001.

Estimation of ice-liquid plasma phase transition using electronic test equipment

A. E. Zhdanov^{1, 2} ✉, L. G. Dorosinskiy², V. I. Borisov²,
K. E. Negodyaev², L. Evdochim^{3, 4}

¹ Urals Optical-Mechanical Plant, 33 B Vostochnaya Str., Ekaterinburg, 620100, Russia

² Ural Federal University named after first President of Russia B. N. Yeltsin, 32 Mira Str., Ekaterinburg, 620002, Russia

³ Polytechnic University of Bucharest, 31 Splaiul Independenței, Bucuresti-Sectorul-6, Bucharest, Romania

⁴ Infineon Technologies Romania SCS, Novo Park, Buildings B & C, floor 1, Bulevardul Dimitrie Pompeiu 6, Bucharest, 020335, Romania

✉ zhdanov@ieee.org

Abstract

One of the most dynamically developing areas of knowledge is modern medicine. In many ways, the pace of development of medicine is determined by technological capabilities. The blood service is one of the most technologically saturated branches of medicine since the quality of the final product and the patient's health depend on the processing technology of the blood and its components. According to the technical regulations on the safety requirements of blood, its products, blood-substituting solutions and technical means used in transfusion-infusion therapy, approved by the Government of Russia on 01/26/2010: "The components of donated blood must be thawed and heated to the required temperature using specially designed equipment". Defroster for cryopreserved blood products are specialized technical means used to measure electrical, magnetic and electromagnetic quantities characterizing the temperature parameters of

the object to be thawed and heated. In the field of defrosting and heating cryopreserved blood products for transfusion-infusion, the fundamental task is to develop a software solution for simulating defrosting systems, which can make it possible to determine the optimal parameters of defrosting systems at the stage of pre-model modeling. This article describes an experimental study to evaluate the phase transition of an ice-liquid plasma during defrosting using radio measuring equipment. The obtained data will be used to create a mathematical model of the process of defrosting blood products.

Keywords

defrosting, defrosting of cryopreserved blood products, thermostating, thermal imager, thermal imaging, histogram, blood products, transfusion-infusion therapy, blood service, phase transition

For citation

Zhdanov A. E., Dorosinskiy L. G., Borisov V. I., Negodyaev K. E., Evdochim L. Estimation of ice-liquid plasma phase transition using electronic test equipment. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(4):363–375. DOI: 10.15826/urej.2020.4.4.001.

Введение

В связи с тем что на рынке медицинской электроники представлено множество технических средств размораживания и подогревания для трансфузионно-инфузионной терапии, возникает потребность оценки сильных и слабых сторон подобных устройств. Наиболее распространенными на сегодняшний день из инструментальных методов размораживания креоконцентрированных продуктов крови являются размораживание в жидком теплоносителе и размораживание без непосредственного контакта с жидким теплоносителем. В первом случае пакеты с размораживаемым биоматериалом помещаются в специальную ванну с жидким теплоносителем. Во втором случае жидкий теплоноситель находится в герметичной емкости, где он нагревается и специальным насосом нагнетается в полимерные нагревательные подушки, а пакеты с биоматериалом помещаются между этими нагревательными подушками. В роле жидкого теплоносителя, как правило, выступает дистиллированная вода.

Среди аппаратов, осуществляющих размораживание в жидком теплоносителе, можно выделить размораживатель «Плазмотерм-4» российского производителя «Гиперион». Достоинством данного аппарата является относительно быстрое время размораживания 15–20 мин., высокая точность термостатирования относительно других российских производителей, которая составляет ± 1 градус Цельсия. Такая точность была достигнута производителем за счет оптимального выбора параметров процесса термообработки, что и рассматривается в статье [1].

Среди иностранных аппаратов, использующих аналогичный инструментальный метод размораживания, выделяется размораживатель «ДН8» американского производителя «Helmer». По характеристикам термостатирования и длительности размораживания данный аппарат аналогичен «Плазмотерм-4». Однако «ДН8» имеет более эффективный режим перехода субстанции из одного фазового состояния в другое, что подтверждается в исследовании [2].

Недостатком обоих аппаратов является относительно высокая погрешность термостатирования, наличие водяной системы, водяных ТЭНов, что требует время на слив воды из ванн и соответствующее техническое обслуживание.

Среди аппаратов, осуществляющих размораживание без непосредственного контакта с жидким теплоносителем, лучшим по техническим характеристикам является размораживатель «Plasmatherm» немецкого производителя «Barkley». По техническим параметрам у данного аппарата нет аналогов в Российской Федерации.

За счет отсутствия непосредственного контакта с жидким теплоносителем возможно размораживание криоконсервированных продуктов крови при более высокой температуре, что позволяет сократить время размораживания до 10–15 мин. Результаты, подтверждающие этот факт, представлены в исследовании [3].

Недостатком аппарата является наличие замкнутой водяной системы, интегрированной с водяными ТЭНами, которая после определенного количества циклов размораживания требует замены теплоносителя замкнутой системы и соответствующего технического обслуживания.

Цель исследования

Целью настоящей статьи является описание экспериментальных данных, полученных в результате исследование по оценке фазового перехода плазмы лед-жидкость при размораживании с использованием радиоизмерительного оборудования. Полученные данные планируется использовать для создания математической модели процесса размораживания продуктов крови.

Материал и методы исследования

На сегодняшний день существует множество методов размораживания криоконсервированных продуктов крови. Однако практически реализована только малая часть этих методов. Некоторые методы в соответствии с последними исследованиями

использовать для нужд службы крови недопустимо. В качестве иллюстрации этого можно привести аппарат для размораживания продуктов крови, в основе которого лежит микроволновый способ размораживания, запатентованный Кеннетом Карром в 1989 г. в США [4]. Из относительно недавнего сравнительного анализа [5] микроволнового и контактного метода (где теплоносителем является вода) размораживания плазмы крови следует, что вследствие использования микроволнового метода была снижена активность FVII, а клиническое значение FM были завышены. Таким образом, разработанные методы и технические реализации размораживания продуктов крови, не представленные на рынке, зачастую не имеют клинических подтверждений эффективности размораживания.

Для получения экспериментальных данных фазового перехода плазмы нами был разработан стенд, состоящий из ПИД-регулятора, тепловизора и пирометра. Внутрь пакета для крови с плазмой было установлено 7 термодатчиков, подключенных к ПИД-регулятору, а температурное поле поверхности пакета фиксировалось тепловизором и пирометром. В результате экспериментов была определена зависимость картины температурного поля пакета с плазмой от времени размораживания. В приложении [6] представлены результаты исследования размораживания с печатным (ленточным) нагревателем в момент достижения целевой температуры.

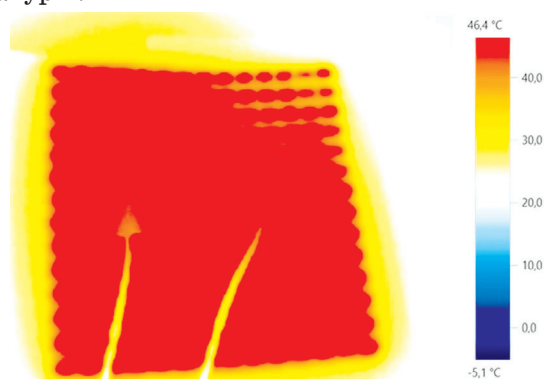


Рис. 1. Тепловизионный снимок печатного нагревателя ПЭТ на базе чернил

Fig. 1. Thermal image of an ink-based PET print heater

В качестве нагревателя для данного эксперимента были использованы печатные нагреватели на базе чернил. Данный выбор обусловлен тем, что нагреватели легкие, тонкие и равномерно выделяют тепло, а также имеется возможность саморегулировки целевой температуры. На рис. 1 показан тепловизион-

ный снимок нагревателя, где целевая температура нагревателя равна 46.4 ± 3 °С, что эквивалентно напряжению 14.5 ± 2.5 В на источнике питания. Используемые в конструкции стенда средства измерения достаточны для оценки объемного теплового поля пакета для крови. Данный стенд не позволяет устанавливать необходимые типы нагревателей и их режимы, типоразмеры камеры размораживания.

В пакет для крови была залита плазма и заморожена до -5 °С. На пакет для крови с плазмой было установлено 7 термопар (3 из них показаны на рис. 2а), подключенных к ПИД-регулятору, а температурное поле поверхности пакета фиксировалось тепловизором и пирометром. На рис. 2б показана зависимость температуры плазмы от времени размораживания, где 1 участок – плазма в состоянии льда, 2 – фазовый переход, 3 – жидкость.



Рис. 2. Пакет для крови с установленными термопарами:
а – схема расположения термопар; б – зависимость температуры плазмы от времени размораживания

Fig. 2. Blood bag with installed thermocouples:
а – layout of thermocouples; б – dependence of the plasma temperature on the defrosting time

Установка 4 из 7 термопар схематично показана на рис. 3а. Термопары устанавливались на контейнер. На рис. 3б показана зависимость температуры плазмы от времени размораживания. 1 участок – плазма в состоянии льда, 2 – фазовый переход, 3 – жидкость.

На рис. 4а показан тепловизионный снимок пакета с плазмой, где плазма находится в состоянии льда, что соответствует участку 1 на рис. 2б и рис. 3б. На рис. 4б показана гистограмма распределения температуры поверхности пакета, где мини-

мальная температура -6°C , максимальная 21.6°C , а среднее значение температуры составляет 2.6°C .

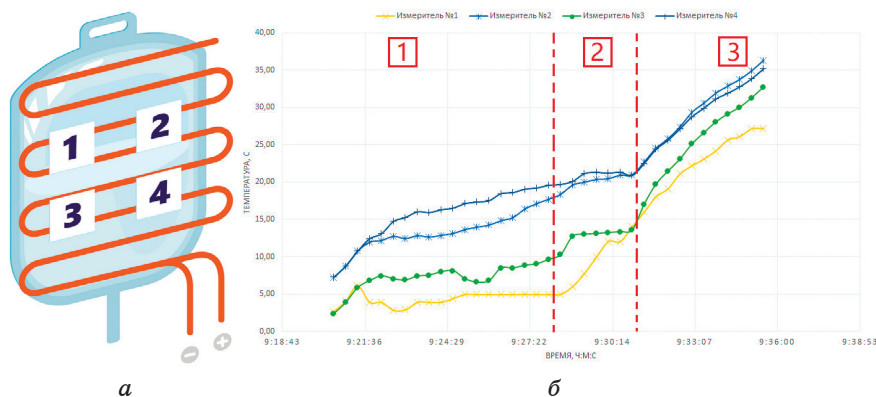


Рис. 3. Пакет для крови с установленными термопарами:
 а – схема расположения термопар; б – зависимость температуры плазмы от времени размораживания

Fig. 3. Blood bag with installed thermocouples:
 а – layout of thermocouples; б – dependence of the plasma temperature on the defrosting time

На рис. 4а показан тепловизионный снимок пакета с плазмой, где плазма находится в состоянии фазового перехода, что соответствует участку 2 на рис. 2б и рис. 3б. На рис. 4б показана гистограмма распределения температуры поверхности пакета, где минимальная температура 15°C , максимальная 46.2°C , а среднее значение температуры составляет 16.6°C .

На рис. 4д показан тепловизионный снимок пакета с плазмой, где плазма находится в состоянии жидкости, что соответствует участку 3 на рис. 2б и рис. 3б. На рис. 4е показана гистограмма распределения температуры поверхности пакета, где минимальная температура 19.2°C , максимальная 28.2°C , а среднее значение температуры составляет 24.5°C .

Результаты исследования и их обсуждение

Среди существующих на рынке размораживания следует отметить «Plasmatherm» немецкого производителя «Barkley» [7; 8]. По техническим параметрам у данного аппарата нет аналогов в Российской Федерации, так как данный аппарат реализует разморозку эритроцитов при $+45^{\circ}\text{C}$. В «Plasmatherm» жидкий теплоноситель находится в герметичной емкости, где он нагревается и специальным насосом нагнетается в полимерные нагревательные подушки, а пакеты с биоматериалом

помещаются между этими нагревательными подушками. За счет отсутствия непосредственного контакта с жидким теплоносителем возможно размораживание криоконсервированных продуктов крови при более высокой температуре, соответственно, а также возможно сократить время размораживания. Результаты, подтверждающие этот факт, представлены в исследовании [9].

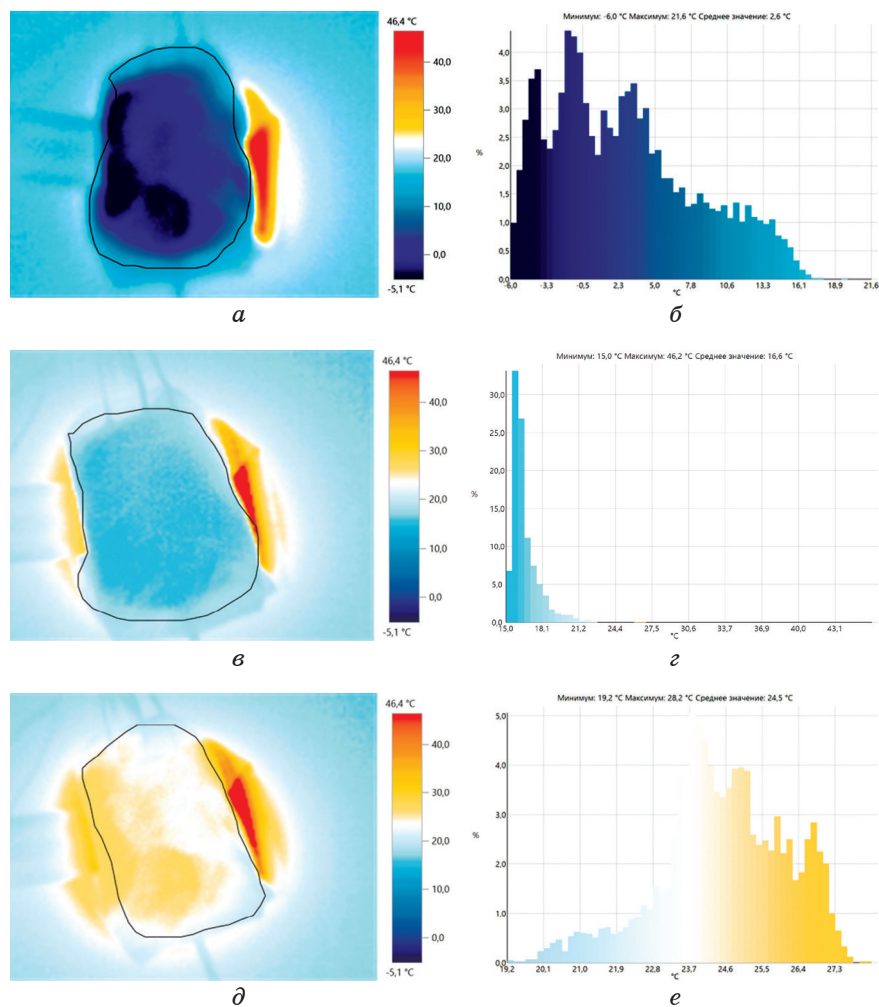


Рис. 4. Тепловизионный снимок пакета с плазмой и гистограмма распределения температуры поверхности пакета:

a, б – плазма в состоянии льда; *в, г* – фазовый переход плазмы;

д, е – плазма в состоянии жидкости

Fig. 4. Thermal image of the packet with plasma and the histogram of the temperature distribution of the packet surface:

a, b – plasma in the state of ice; *c, d* – plasma phase transition;

e, f – plasma in liquid state

Выводы или заключение

Используемые в конструкции стенда средства измерения достаточны для оценки объемного теплового поля пакета для крови. Данный стенд не позволяет устанавливать необходимые типы нагревателей и их режимы, типоразмеры камеры размораживания. Необходимо доработать стенд и реализовать его многоконфигурационность для получения эмпирических данных объемных тепловых полей в пакете для крови.

При разработке технических средств быстрой высокоточной разморозки криоконсервированных продуктов крови для трансфузионно-инфузионной терапии фундаментальной является задача разработки новых методов и систем размораживания [10–12], а также разработки программного решения для моделирования систем размораживания, что может потенциально позволить определить оптимальные параметры систем размораживания на этапе предмакетного моделирования.

Благодарности

Идея написания этой статьи возникла на международной конференции IEEE International Conference on e-Health and Bioengineering (ЕНВ 2019). Благодарим за содействие ООО «Лидкор», в лице генерального директора компании Улыбина Алексея Игоревича. Данная статья является частью работы, посвященной модернизации и разработке нового оборудования для трансфузионной терапии на базе продукции ООО «Лидкор». Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-37-90037.

Acknowledgments

The idea of this article writing had originated in the conference shortly after the IEEE International Conference on e-Health and Bioengineering (ЕНВ 2019). We are grateful for the assistance from the Leadcore LLC represented by Aleksey I. Ulybin General Manager of the company. This article is part of the work devoted to the modernization and development of new equipment for transfusion therapy based on Leadcore LLC production. The reported study was funded by RFBR, project number № 20-37-90037.

Список литературы

1. Гудков А.Г., Онуфриевич А.Д., Каюмова Л.И. и др. Размораживатель криоконсервированных продуктов крови «Плазмотерм-4»: решение проблемы обеспечения точности процесса термообработки. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. 2007;(6):39–43.
2. Scott E., Puca K., Heraly J., Gottschall J., Friedman K. Evaluation and comparison of coagulation factor activity in fresh-frozen plasma and 24-hour plasma at thaw and after 120 hours of 1 to 6 °C storage. *Transfusion*. 2009;49(8):1584–1591. DOI: 10.1111/j.1537-2995.2009.02198.x.

3. Kuta P., Melling N., Zimmermann R., Achenbach S., Eckstein R., Strobel J. Clotting factor activity in fresh frozen plasma after thawing with a new radio wave thawing device. *Transfusion*. 2019;59(5):1857–1861. DOI: 10.1111/trf.15246.

4. Adams G. Microwave blood plasma defroster. *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy*. 1991;26(3):156–159. DOI: 10.1080/08327823.1991.11688152.

5. Heymann C., Pruss A., Sander M., et al. Thawing Procedures and the Time Course of Clotting Factor Activity in Fresh-Frozen Plasma: A Controlled Laboratory Investigation. *Anesthesia & Analgesia*. 2006;103(4):969–974. DOI: 10.1213/01.ANE.0000240416.56803.5B.

6. Жданов А. Е., Доросинский Л. Г. Зависимость картины температурного поля пакета с плазмой от времени дефростации. *Zenodo*. 2021. DOI: 10.5281/zenodo.4442368.

7. Borsani E., Rodella L. F., Sorbellini E., et al. Intraepidermal Injections of Autologous Epidermal Cell Suspension: A new promising approach to Dermatological. *Preliminary Study*. 2017. vol. 6.

Borsani E., Rodella L. F., Sorbellini E., Rezzani R., Tabellini G., Rucco M. et al. Intraepidermal Injections of Autologous Epidermal Cell Suspension: A New Promising Approach to Dermatological Disorders. Preliminary Study. *Annals of Pharmacology and Pharmaceutics*. 2017;2(10):1107. Available at: <http://www.remedypublications.com/open-access/intraepidermal-injections-of-autologous-epidermal-cell-suspension-a-new-promising-approach-to-dermatological-disorders-preliminary-study-2385.pdf>

8. Baust J. M., Campbell L. H., Harbell L. W. Best practices for cryopreserving, thawing, recovering, and assessing cells. *In Vitro Cell Dev Biol Anim*. 2017;53(10):855–871. DOI: 10.1007/s11626-017-0201-y.

9. Pinki S., Mohan G., Rafi A. M., Innah S. J., Thomas T. Rapid dry plasma thawing system: An alternative to conventional thawing baths. *Asian Journal of Transfusion Science*. 2017;11(2):147–150. DOI: 10.4103/0973-6247.214356.

10. Negodyaev K. E., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dorosinsky L. G. Overview of Blood Mixers for Transfusion Therapy: Characteristics, Features, and Development Potential. In: *2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT) (Yekaterindurg, May 14–15, 2020)*. Yekaterindurg: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 109–112.

11. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D. Reflection Coefficient in Pressure Pulse of Human Blood Flow. In: *2020 13th International Conference on Communications (COMM) (Bucharest, June 18–20, 2020)*. Bucharest: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 65–68.

12. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D., Dorosinsky L. G. Blood Mixers for Transfusion Therapy: Photoplethysmogram application for blood velocity determination. In: *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*

(MeMeA) (Bari, June 1, 2020 – July 1, 2020). Bari: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 1–6.

References

1. Gudkov A. G., Onufrievich A. D., Kayumova L. I. et al. Thawer for cryopreserved blood products «Plasmoterm-4»: solution to the problem of ensuring the accuracy of the heat treatment process. *Biomedical Technologies and Radio Electronics*. 2007;(6):39–43. (In Russ.)
2. Scott E., Puca K., Heraly J., Gottschall J., Friedman K. Evaluation and comparison of coagulation factor activity in fresh-frozen plasma and 24-hour plasma at thaw and after 120 hours of 1 to 6°C storage. *Transfusion*. 2009;49(8):1584–1591. DOI: 10.1111/j.1537-2995.2009.02198.x.
3. Kuta P., Melling N., Zimmermann R., Achenbach S., Eckstein R., Strobel J. Clotting factor activity in fresh frozen plasma after thawing with a new radio wave thawing device. *Transfusion*. 2019;59(5):1857–1861. DOI: 10.1111/trf.15246.
4. Adams G. Microwave blood plasma defroster. *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy*. 1991;26(3):156–159. DOI: 10.1080/08327823.1991.11688152.
5. Heymann C., Pruss A., Sander M., et al. Thawing Procedures and the Time Course of Clotting Factor Activity in Fresh-Frozen Plasma: A Controlled Laboratory Investigation. *Anesthesia & Analgesia*. 2006;103(4):969–974. DOI: 10.1213/01.ANE.0000240416.56803.5B.
6. Zhdanov A. E., Dorosinskiy L. G. Influence of the temperature field on the defrostation time of plasma BAG.. *Zenodo*. 2021. (In Russ.) DOI: 10.5281/zenodo.4442368.
7. Borsani E., Rodella L. F., Sorbellini E., et al. Intraepidermal Injections of Autologous Epidermal Ctl Suspension: A new promising approach to Dermatological. *Preliminary Study*. 2017. vol. 6.
- Borsani E., Rodella L. F., Sorbellini E., Rezzani R., Tabellini G., Rucco M. et al. Intraepidermal Injections of Autologous Epidermal Cell Suspension: A New Promising Approach to Dermatological Disorders. Preliminary Study. *Annals of Pharmacology and Pharmaceutics*. 2017;2(10):1107. Available at: <http://www.remedypublications.com/open-access/intraepidermal-injections-of-autologous-epidermal-cell-suspension-a-new-promising-approach-to-dermatological-disorders-preliminary-study-2385.pdf>
8. Baust J. M., Campbell L. H., Harbell L. W. Best practices for cryopreserving, thawing, recovering, and assessing cells. *In Vitro Cell Dev Biol Anim*. 2017;53(10):855–871. DOI: 10.1007/s11626-017-0201-y.
9. Pinki S., Mohan G., Rafi A. M., Innah S. J., Thomas T. Rapid dry plasma thawing system: An alternative to conventional thawing baths. *Asian Journal of Transfusion Science*. 2017;11(2):147–150. DOI: 10.4103/0973-6247.214356.
10. Negodyaev K. E., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dorosinsky L. G. Overview of Blood Mixers for Transfusion Therapy: Characteristics, Features, and Development Potential. In: *2020 Ural Symposium on*

Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT) (Yekaterindurg, May 14–15, 2020). Yekaterindurg: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 109–112.

11. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D. Reflection Coefficient in Pressure Pulse of Human Blood Flow. In: *2020 13th International Conference on Communications (COMM) (Bucharest, June 18–20, 2020)*. Bucharest: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020, pp. 65–68.

12. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D., Dorosinsky L. G. Blood Mixers for Transfusion Therapy: Photoplethysmogram application for blood velocity determination. In: *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (Bari, June 1, 2020 – July 1, 2020)*. Bari: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020, pp. 1–6.

Информация об авторах

Жданов Алексей Евгеньевич, магистр Университета Эрлангена-Нюрнберга (Эрланген, Германия), секретарь международного инженерного общества IEEE в области медицины и биологии EMBS Россия-Сибирь, руководитель направления медицинских изделий АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» (Екатеринбург, Россия), инженер-исследователь и аспирант департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия).

Доросинский Леонид Григорьевич, доктор технических наук, профессор департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия), почетный работник высшей школы РФ, почетный радист.

Борисов Василий Ильич, кандидат технических наук, председатель международного инженерного общества IEEE Россия-Сибирь, доцент департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия).

Негодяев Константин Евгеньевич, магистрант департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия).

Лучиан Евдоким, магистр Политехнического университета Бухареста (Бухарест, Румыния), руководитель проектов Infineon Technologies Romania SCS (Бухарест, Румыния).

Information about the authors

Aleksei E. Zhdanov, Master of Engineering Science at the Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (Erlangen, Germany), Chapter Secretary of IEEE EMBS Russia- Siberia Section Chapter, Area Chief of Medical Device at the Urals Optical-Mechanical Plant (Yekaterinburg,

Russia), Research Engineer and Graduate Student of the Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems at the Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (Yekaterinburg, Russia).

Leonid G. Dorosinskiy, Doctor of Technical Sciences, Professor of the Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems at the Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (Yekaterinburg, Russia), honorary worker of the higher school of the Russian Federation, honorary radio operator.

Vasilii I. Borisov, Candidate of Technical Sciences, Chair of IEEE Russia-Siberia Chapter, Associate Professor of the Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems at the Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (Yekaterinburg, Russia).

Konstantin E. Negodyaev, master student at the Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems at the Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (Yekaterinburg, Russia)

Lucian Evdochim, Master of Science at the Polytechnic University of Bucharest (Bucharest, Romania), Project Manager at Infineon Technologies Romania SCS (Bucharest, Romania).

Поступила / Received: 26.11.2020

Принята в печать / Accepted: 28.12.2020